

## 超音波診断装置及び超音波イメージング方法

### 発明の背景

#### (発明の分野)

本発明は、医用の超音波診断装置及び超音波イメージング方法に係り、とくに、生体組織を超音波信号が伝搬するときの非線形性や生体に造影剤を投与して診断を行なうときに造影剤の非線形性を利用して、受信信号から送信超音波の非線形成分を抽出し、組織情報や血流情報に関する診断上の有効な情報を提供する超音波診断装置及び超音波イメージング方法に関する。

#### (従来技術の説明)

超音波診断装置は、比較的小形でかつ安価であり、X線被爆がない、超音波ドプラ法により血流イメージングが可能であるなどの優位性を有しており、今や医療現場において診療に必須のイメージングモダリティになっている。

とくに、近年、超音波に対する組織の非線形伝搬によって生じる送信超音波の非基本波成分であるハーモニック成分（例えばセカンド・ハーモニック成分など）を抽出して画像化するティッシュ・ハーモニック・イメージング法が注目されている。ハーモニック成分を抽出することから、送信ビームをより細くすることができ、サイドローブを低減することができ、更に高画質な画像を生成することができるという利点がある。

また、超音波反射に関する超音波造影剤の非線形性を利用して血流の動態情報を得るハーモニック・イメージング法も知られている。造影剤の非線形性は生体組織のそれよりも強く、受信エコーから送信超音波のハーモニック成分を抽出して画像化すれば、基本波を画像化する場合に比べて、組織と造影剤のコントラストの良い画像が生成可能である。

これらのハーモニック・イメージングにおいて、ハーモニック成分を抽出するには、フィルタが使用されている。しかし、実際には、受信エコーに含まれる送信超音波の基本波成分とハーモニック成分は、図12に示す如く、周波数軸上でかなりの周波数範囲の部分が相互に重なっている。このため、フィルタを用いても、基本波成分とハーモニック成分を思うようには分離できないという問題があ

る。つまり、ハーモニック成分だけを抽出しようとするフィルタのカットオフ周波数を  $f_{high}$  のように設定しなければならない。このように設定すると、ハーモニック成分は狭帯域となり、画像深さ方向の解像度が劣化するとともに、信号強度も低下する。これに対して、かかるカットオフ周波数を同図中の  $f_{low}$  のように設定すると、広帯域なハーモニック成分を抽出することはできるが、基本波成分の混在量も多くなって、画像上に現われる基本波のサイドローブ等のアーチファクトが多くなる。

このようなジレンマの中で、近年、パルスインバージョン法と呼ばれるイメージング法が、例えば「超音波パルスの非線形伝搬、鎌倉友雄 他（信学技法 US89-23、p53）で知られている。このパルスインバージョン法は、1画像を形成する走査線毎に、極性を反転させた2つの超音波を個別に送信し、反転前の極性の送信に拠るRFデータ又はIQデータと反転後の極性の送信に拠るRFデータ又はIQデータとを相互に加算し、1フレームの画像データを生成する手法である。

このパルスインバージョン法によれば、散乱体や反射エコー源が静止している場合には、上述の加算に拠って、基本波と重なった周波数範囲からもハーモニック成分だけを抽出することができ、広帯域なハーモニック成分を抽出することができる。

しかしながら、生体を診断対象とする場合、心臓の拍動や呼吸などに因る臓器の動きを回避することができず、パルスインバージョン法を用いた場合でも、上記加算による基本波成分の除去機能を十分に発揮できない。つまり、基本波成分が消え残り、この消え残り成分が画像上にモーションアーチファクトとなって現われる。

また、パルスインバージョン法によれば、その原理からは、完全に正負の反転した超音波パルスを生成する必要があるが、それは実際には技術的に困難である。従って、上述した生体の動きを殆ど無視したとしても、加算に伴う基本波の消え残り成分が発生するので、基本波成分のハーモニック成分からの分離を完全に又は十分に行うことはできない。

## 発明の要旨

本発明は、上述した従来技術が抱える状況に鑑みてなされたもので、画像生成に供するハーモニック成分の広帯域化によりビーム深さ方向の解像度及び信号強度を向上させ、且つ、画像上のモーションアーチファクトの発生を抑制したハーモニック画像を生成し、これにより、診断に有用な情報を与える超音波診断装置及び超音波イメージング方法を提供する、ことをその目的とする。

上記目的を達成するため、本発明に係る超音波診断装置は、その1つの態様として、被検体を超音波パルスでスキャンする装置で、前記超音波パルスを前記スキャンの各走査線に対して複数回、送信する送信手段と、この送信毎に、前記超音波パルスが前記被検体内で反射又は散乱されて戻ってきた超音波エコー信号を受信すると共に当該超音波エコー信号に対応する電氣的な受信信号を得る受信手段と、前記各走査線に対して前記受信手段が受信する前記複数の受信信号それぞれに異なる特性のフィルタ処理を施すフィルタ手段と、このフィルタ手段により処理された複数の受信信号を合成する合成手段と、この合成手段により合成された受信信号を用いて画像を生成する生成手段と、この生成手段により生成された画像を表示する表示手段とを備えたことを基本的な特徴とする。

好適な一例として、前記送信手段により送信される前記超音波パルスは、各走査線に対する繰返し送信の度に、その中心周波数が異なる。また、別の一例によれば、前記送信手段により送信される前記超音波パルスは、前記受信信号において前記超音波パルスのハーモニック成分に対応した信号成分をその基本波成分に対応した信号成分から容易に分離可能な程度に狭帯域な周波数帯域を有する。この場合、合成された、前記ハーモニック成分に対応した信号成分は、前記超音波パルスの1回の送受信とフィルタ処理とにより得られるハーモニック成分の帯域幅よりも広い帯域を有する。

さらに別の一例によれば、前記フィルタ手段は、前記送信毎に、前記超音波パルスのハーモニック成分に対応した信号成分を前記受信信号から抽出する手段である。

例えば、前記ハーモニック成分は、前記被検体の生体組織の非線形性に因り発生した前記超音波パルスのセカンドハーモニック成分に対応した信号成分である

。また、例えば、前記ハーモニック成分は、前記被検体に投与された超音波造影剤の非線形挙動に因り発生した前記超音波パルスのセカンドハーモニック成分又はサブ・ハーモニック成分に対応した信号成分である。

さらに、一例として、前記フィルタ手段は、前記超音波パルスの基本波成分を所定量だけ積極的に残す特性のフィルタ処理を実行する手段であってもよい。また、前記フィルタ手段は、複数個の前記ハーモニック成分を抽出するフィルタ処理を行なう手段であってもよい。

さらに、前述した基本構成の超音波診断装置において、前記フィルタ手段は、前記各走査線方向の深さに応じて前記フィルタ処理のフィルタ特性を変更する手段であってもよい。また、前記フィルタ手段は、前記フィルタ処理を行なう複素数係数で構成されるフィルタを有していてもよい。さらに、例えば、前記合成手段が行なう合成処理は、前記複数の受信信号を加算する処理である。

さらに、前述した基本構成の超音波診断装置において、前記送信手段は、前記各走査線に対して前記超音波パルスを複数回繰り返して送信する度に、その超音波パルスの中心周波数とその周波数帯域、その超音波パルスの振幅、その超音波パルスの送信時の開口、その超音波パルスがビーム状に集束されるとき焦点、及び、前記受信信号に対する受信ゲインのうちの少なくとも1つのパラメータを変更する手段を備えることも望ましい。

さらに、前述の基本構成において、前記合成手段により合成された受信信号に別のフィルタ処理を施す別のフィルタ手段を更に備えることもできる。

さらに、前述の基本構成において、前記送信手段により送信される前記超音波パルスは、前記受信信号において前記超音波パルスのハーモニック成分に対応した信号成分とその基本波成分に対応した信号成分とがスペクトル上で一部、相互に重なる周波数帯域を有することもできる。この場合、例えば、前記フィルタ手段は、前記送信毎に、前記ハーモニック成分に対応した信号成分のうち、スペクトル上で前記基本波成分と重なっていない周波数範囲の信号成分を前記受信信号から抽出する手段である、ことが望ましい。

さらに、前述の基本構成において、前記送信手段は、前記合成手段により合成された受信信号にて生体減衰が補正されるように前記超音波パルスの複数回送信

の回数及び当該超音波パルスの各回送信における中心周波数の高低を変える手段であってもよい。

さらに、本発明に係る別の態様の超音波診断装置は、超音波パルスを送信する各走査線に対して複数回、送信する送信手段と、この送信毎に、前記超音波パルスが前記被検体内で反射又は散乱されて戻ってきたエコー信号を受信すると共に当該超音波エコー信号に対応する電気的なRF信号を得る受信手段と、前記各走査線に対して前記受信手段が受信する前記複数のRF信号それぞれに異なる特性のフィルタ処理を施してハーモニック信号を抽出するフィルタ手段と、このフィルタ手段により処理された複数のハーモニック信号を合成する合成手段と、この合成手段により合成されたハーモニック信号から画像信号を生成する生成手段と、この生成手段により生成された画像信号を前記画像として表示する表示手段とを備えたことを特徴とする。例えば、合成されたハーモニック信号は、前記超音波パルスの1回の送受信とフィルタ処理とにより得られるハーモニック成分の帯域幅よりも広い帯域を有する。

さらに、本発明に係る別の態様の超音波診断装置は、被検体を超音波パルスで送信してハーモニック画像を得る装置であり、前記送信の各走査線についてハーモニック成分に対応した信号成分をその基本波成分に対応した信号成分から容易に分離可能な程度に狭帯域なスペクトル特性を持たせた前記超音波パルスを複数回、送信する送信手段と、前記超音波パルスのエコー信号を前記複数回の送信に渡って受信して広帯域なスペクトル特性を有するハーモニック信号を形成する受信処理手段と、このハーモニック信号から前記ハーモニック画像を生成する画像生成手段とを備えたことを特徴とする。

この構成において、一例として、前記送信手段により送信される前記超音波パルスは、各走査線に対する繰返し送信の度に、その中心周波数が異なることが望ましい。また、前記信号処理手段は、前記送信毎に前記超音波パルスのハーモニック成分に対応した信号成分を抽出するフィルタ手段と、この送信毎の複数の信号成分を相互に合成する合成手段とを備えていることが望ましい。

一方、本発明に係る超音波イメージング方法では、超音波パルスの送信、エコー信号の受信、及び受信信号の取得を送信の各走査線について複数回、実行す

るとともに、各走査線に対して受信する複数の受信信号それぞれに異なる特性のフィルタ処理を施し、この処理された複数の受信信号を合成し、この合成された受信信号を用いて前記画像を生成し、しかる後、この画像を表示することを特徴とする。

例えば、送信される前記超音波パルスは、各走査線に対する繰返し送信の度に、中心周波数が異なる。また、送信される前記超音波パルスは、受信信号において前記超音波パルスのハーモニック成分に対応した信号成分をその基本波成分に対応した信号成分から容易に分離可能な程度に狭帯域な周波数帯域を有することが望ましい。この場合、合成されたハーモニック成分に対応した信号成分は、前記超音波パルスの1回の送受信とフィルタ処理とにより得られるハーモニック成分の帯域幅よりも広い帯域を持つことが特徴である。また、フィルタ処理は、送信毎に、超音波パルスのハーモニック成分に対応した信号成分を受信信号から抽出する処理である。さらに、例えば、前記ハーモニック成分は、被検体の生体組織の非線形性に因り発生した超音波パルスのセカンドハーモニック成分、又は、被検体に投与された超音波造影剤の非線形挙動に因り発生した超音波パルスのセカンドハーモニック成分に対応した信号成分である。

さらに、好ましい一例によれば、送信は、前記各走査線に対して前記超音波パルスを複数回繰返して送信する度に、その超音波パルスの中心周波数とその周波数帯域、その超音波パルスの振幅、その超音波パルスの送信時の開口、その超音波パルスがビーム状に集束されるとき焦点、及び、前記受信信号に対する受信ゲインのうちの少なくとも1つのパラメータを変更することである。

これにより、1回の送信では決して得ることのできない広帯域なハーモニック成分を確実に得ることができ、これによりペネトレーションが向上するとともに、体動や差分の不完全さに因る基本波成分の消え残りの発生を確実に排除でき、これによりアーチファクトの発生を防止したハーモニック画像を提供することができる。

本発明に係る別の態様の超音波診断装置は、超音波パルスをスキャンすべき各走査線毎に2つの互いに極性の反転した超音波パルスを複数回送信する送信手段と、前記送信毎に前記超音波パルスが前記被検体内で反射又は散乱されて戻って

きた超音波エコーに対応する電氣的な受信信号を得る受信手段と、前記超音波パルスの基本波成分に対するハーモニック成分を広帯域化するように前記複数の受信信号を合成する合成手段と、前記合成手段により広帯域化されたハーモニック成分からハーモニック画像を生成する画像生成手段とを備えたことを特徴とする。

例えば、前記合成手段は、前記超音波パルスの基本波成分における極性の反転した受信信号を加算して前記ハーモニック成分を抽出する手段と、この抽出されたハーモニック成分を合成する手段とを備えることが望ましい。

以上説明したように、本発明の超音波イメージングによれば、超音波パルスを各走査線に対して複数回、例えば特性を変えて送信し、これにより受信した複数の受信信号それぞれに異なる特性のフィルタ処理を施し、このフィルタ処理された複数の受信信号を合成し、この合成された受信信号を用いて画像を生成・表示するようにしたため、画像生成に供する広帯域なハーモニック信号を生成して深さ方向の分解能及びS N Rを向上させ、組織の動きに因るモーションアーチファクトの発生を大幅に減少させ、これにより、高いペネトレーションを保持した、高画質で優れた描出能の有用なハーモニック画像を提供することができる。

本発明のその他の態様に係る具体的な構成及び特徴は、以下に記す発明の実施例及び添付図面により明らかにされる。

#### 図面の簡単な説明

添付図面において、

図1は、本発明の実施例に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図、

図2は、合成プロセッサの概略構成を示すブロック図、

図3は、レート毎の基本波成分のスペクトルを説明する図、

図4は、レート毎に発生するハーモニック成分のスペクトルを説明する図、

図5は、レート毎のフィルタ特性を説明する図、

図6は、ハーモニック成分の合成処理を模式的に説明する図、

図7は、シミュレーション結果を示すスペクトル図、

図8は、シミュレーション結果を示す波形図、

図 9 は、1 つの変形例に係るサブ・ハーモニック成分の合成を模式的に説明する図、

図 10 は、別の変形例の合成処理を説明するためのハーモニック成分のスペクトル図、

図 11 は、レートと送信タイミングを説明する図、

図 12 は、従来例を説明するための基本波成分とハーモニック成分の分離性が低い状態を説明するスペクトル図、

図 13 は、送信される超音波パルスの狭帯域の度合いを例示するスペクトル図、

図 14 は、更に別の変形例を示す、比較的広帯域な超音波パルスのスペクトル図、

図 15 は、ハーモニック合成実験結果を示すグラフ、及び、

図 16 は、別のハーモニック合成実験結果を示すグラフ。

#### 好適な実施例の詳細な説明

以下、本発明の実施例を添付図面に基づき説明する。

##### (第 1 の実施例)

第 1 の実施例に係るハーモニック・イメージング用の超音波診断装置を、図 1 ～ 8、11 を参照して説明する。

この超音波診断装置は、図 1 に示す如く、超音波送受用のプローブ 11 と、このプローブ 11 に接続され且つこのプローブを駆動してハーモニック画像のデータを生成する装置本体 12 と、装置本体 12 で生成したハーモニック画像データを表示するモニタ 13 とを備える。

プローブ 11 は、好適には、1 次元又は 2 次元に配列されたアレイ形の振動子群を備えている。

装置本体 12 は、図示の如く、パルサ／プリアンプ・ユニット 21、受信遅延回路 22、合成プロセッサ 23、表示プロセッサ 24、送信波形制御器 25、及びホスト CPU 26 を備える。ホスト CPU 26 には、図示しないが、その処理手順を表すプログラムを記録したメモリが接続されている。また、上記回路及び



プロセッサ 2 1 ~ 2 5 にも、それらの処理手順を表すプログラムを記録したメモリ（図示せず）が必要に応じてそれぞれ内蔵される。

パルサ 2 1 はプローブ 1 1 に駆動電圧を供給して、プローブを駆動させるとともに、配列された複数の振動子に印加される駆動電圧の遅延時間を制御する。この駆動電圧により励振されたプローブ 1 1 の振動子から超音波信号が発生するとともに、遅延制御によってビームフォーミングされ、その超音波ビームは 2 次元又は 3 次元的に方向・集束制御される。

送信波形制御器 2 5 は、パルサ 2 1 の動作を制御するために設けられている。具体的には、1 フレームの画像を構成する複数本の走査線のうちの各走査線に対し、独立に設定される複数の波形の超音波パルスが発生させるようにパルサ 2 1 を制御する。つまり、送信波形制御器 2 5 の制御によって、特性（帯域など）が異なる超音波パルスが時系列方向の複数レート（例えば 2 レート；図 1 1 参照）に渡ってプローブ 1 1 から夫々送信される。

生体内に送信された超音波パルス信号は、生体組織の非線形性に因り、超音波パルスの伝搬に伴ってハーモニック信号を発生させる。つまり、この基本波及び非基本波成分から成る超音波信号は、体内組織の音響インピーダンスの境界で反射され、及び／又は、体内の微小散乱体により後方散乱される。この超音波信号は共に同一のプローブ 1 1 で受信され、電圧量の受信信号に変換される。この受信信号はプリアンプ 2 1 で前置増幅されて、受信遅延回路 2 2 に送られる。

受信遅延回路 2 2 では、受信信号が前置増幅され、その直後の整相加算前に A / D 変換される、いわゆるデジタルタイプの受信処理が実行される。なお、このデジタル化の処理は、整相加算後に行う、いわゆるアナログタイプの受信処理であってもよい。

さらに、受信遅延回路 2 2 では、受信信号が整相加算され、その整相加算信号が合成プロセッサ 2 3 に送られる。上記整相加算により受信時のビームフォーミングが演算により行われ、受信信号の方向・集束が制御される。

なお、受信遅延回路 2 2 は、複数の受信遅延回路の組を有し、これにより複数のビーム状の受信信号を形成して並列同時受信を行なうようにしてもよい。

合成プロセッサ 2 3 は、受信信号のスペクトル波形に応じてフィルタ処理を施

して各走査線に対する複数レートの受信信号からハーモニック成分を抽出し、それらの抽出信号を合成する手段である。こういった抽出処理及び合成処理を経て、本発明に特徴的なハーモニック画像が生成される。

詳細には、合成プロセッサ 23 は、図 2 に示す如く構成されている。すなわち、合成プロセッサ 23 は、受信遅延回路 22 から出力された受信ビーム信号を入力する直交位相検波器 31 を有し、その後段に、フィルタ 32、複数のメモリ 33 ( $33_1 \sim 33_N$ )、及び合成器 34 を有する。

なお、上述した並列同時受信を行う構成の場合、合成プロセッサ 23 は、並列同時受信数に対応した処理回路を有し、並列同時受信数に対応した数分の合成受信信号を同時に生成するように形成すればよい。図 2 の合成プロセッサ 23 には、並列同時受信する複数チャンネルの内の 1 チャンネルに対する合成処理部をブロック的又は機能的に表したが、並列同時受信を行う構成の場合には、かかる合成処理部は複数チャンネル分（図示せず）、設けられる。

直交位相検波器 31 は、入力するビーム状の受信信号をリファレンス周波数  $F_0$  の基準信号で直交位相検波して、複素数の信号を形成する。なお、このリファレンス周波数  $F_0$  は、後述する合成ハーモニック成分の重心周波数に設定することが好ましい。この検波信号は次いでフィルタ 32 に送られる。

フィルタ 32 は、各レートで送信された超音波パルスの特性（帯域など）の違いに応じて、レート毎に異なる通過特性のフィルタ処理を施し、そのフィルタリング結果をレート毎に別々のメモリ 33 ( $33_1 \sim 33_N$ ) に格納する。このフィルタ 32 は、走査線方向の深さに応じてフィルタ特性を変更可能なデジタルタイプの複素係数フィルタで構成される。このフィルタ特性を制御する指令は、例えばホスト CPU 26 から与えられる。

なお、メモリ 33 は、必ずしも図 3 に示すようにレート毎のフィルタリング結果を格納しておく複数個のメモリデバイスから構成する必要は無く、1 個のメモリデバイスで構成してもよい。その場合には、レート毎のフィルタリング結果を順次合成すればよく、メモリの構成が簡素化される。

合成器 34 は、メモリ 33 ( $33_1 \sim 33_N$ ) に格納した各レートのフィルタリング結果を合成し、さらに対数圧縮などの必要な処理を施して画像表示の輝度

値に変換する。この合成器 3 4 で合成された信号は、1 本の送受信走査線の画像信号として表示プロセッサ 2 3 に送られる。

この合成プロセッサ 2 3 で合成された合成受信信号は、レート毎に順次、表示プロセッサ 2 4 に送られる。表示プロセッサ 2 4 は、内蔵するデジタルスキャンコンバータにより、合成受信信号をスキャン変換して画像信号を生成する機能を有する。これにより、スキャン変換された信号は画像信号として表示用モニタ 1 3 に送られ、本発明に係るハーモニック画像として表示される。

装置本体 1 2 に装備されているホスト CPU 2 6 は、上述したプロセッサや回路の動作タイミングなどを全体として制御するように構成されている。

#### (本実施例の作用効果)

次に、本実施例に係る超音波診断装置の動作を、送信波形制御、フィルタ処理、及び合成処理を中心に説明する。

いま、2 次元スキャン面又は 3 次元スキャン領域を形成する各 1 本の走査線に対して 2 回ずつ送信を行なうものとする。送信波形制御器 2 5 は、パルス 2 1 を制御して、その各 1 本の走査線に対して、図 3 (a), (b) の波形で示す如く、互いに異なる周波数特性 (スペクトル) を有する基本波成分  $WF_{41}$ ,  $WF_{42}$  の超音波パルス (中心周波数では  $WF_{41} < WF_{42}$ ) を、その一方ずつ、2 つのレートに分けて送信させる。

この周波数特性は、後述する図 5 に示す如く、受信信号に含まれるハーモニック成分を基本波成分から容易に抽出分離が可能な程度に狭帯域に設定されている。本発明に係る狭帯域化の程度は、具体的には、図 1 3 に示す如く、周波数スペクトラム上で基本波成分とハーモニック波成分の重なる領域がハーモニック波のピークに比し、20 dB 程度低い範囲を言う。

これにより、プローブ 1 1 から、図 1 1 に示す最初のレート (1 回目のレートパルスに呼応した送信) では基本波成分  $WF_{41}$  を持つ超音波パルスが送信され、次のレート (2 回目のレートパルスに呼応した送信) では基本波成分  $WF_{42}$  を持つ超音波パルスが送信される。

これらの超音波パルスがプローブ 1 1 から夫々、被検体内に送信されると、生体が超音波伝搬に対する非線形特性に因って、超音波パルスのハーモニック成分

が発生する。このため、これらの超音波パルスの超音波エコーには、各々、図4 (a), (b) に示す如く、基本波とハーモニック成分（ここではセカンドハーモニック成分で示す）が含まれる。つまり、1 レート目では基本波成分  $WF_{41}$  とそのハーモニック成分  $WF_{51}$  が、2 レート目では基本波成分  $WF_{42}$  とそのハーモニック成分  $WF_{52}$  が各々含まれる。

この場合、各レートで送信した超音波パルスの帯域は狭帯域に設定されているため、図4 に示す如く、1 レート目の基本波成分  $WF_{41}$  とそのハーモニック成分  $WF_{51}$  との帯域が所定信号レベルまで確実に分離されており、一方、2 レート目の基本波成分  $WF_{42}$  とそのハーモニック成分  $WF_{52}$  との帯域が所定信号レベルまで確実に分離されている。

なお、ここでは、一番パワーの大きいセカンド・ハーモニック成分のみを非基本波成分の代表として示しているが、実際には、サード・ハーモニック成分やサブ・ハーモニック成分などのハーモニックも含まれる。また、被検体内に超音波を非線形散乱させる超音波造影剤が投与されており、その造影剤が存在する部位をスキャンした場合、生体の非線形伝搬性に因り生じたハーモニック成分に比べて、より大きな強度のハーモニックエコー成分が造影剤から得られる。

上述した基本波成分及びハーモニック成分が含まれた超音波エコー信号は、各レート毎に、プローブ11で受信されて受信信号として出力される。この後、受信信号はプリアンプユニット21で増幅され、受信遅延回路22で受信ビームフォーミングされて目的の走査線上のビームに集束される。このビームフォーミングされた受信信号は、更に、合成プロセッサ32においてリファレンス信号で直交位相検波される。この位相検波された実数部及び虚数部の信号はフィルタ32に送られる。

フィルタ32は、図5 (a) に示す如く、1 レート目では中心周波数が2 レート目のそれよりも低いハーモニック成分  $WF_{51}$  を通過させるように通過帯域  $B_{61}$  が自動的に設定される。次いで、2 レート目では、図5 (b) に示す如く、中心周波数が1 レート目のそれよりも高いハーモニック成分  $WF_{52}$  を通過させるように通過帯域  $B_{62}$  が自動的に設定される。

すなわち、レート毎に、直交検波に用いる参照周波数と抽出するハーモニック

成分が有する帯域とに応じて通過帯域が最適に設定される。この設定において、フィルタ32の振幅特性は各レート毎に独立に設定できるが、位相特性は各レートで同一であることが重要である。

図4、5に示す如く、基本波成分とハーモニック成分が所定信号レベルまで確実に分離されるので、それらの通過帯域 $B_{61}$ 、 $B_{62}$ （カットオフ周波数を含む）を容易に設計することができる。

そこで、フィルタ32により、レート毎に、基本波成分 $WF_{41}$ （ $WF_{F42}$ ）が除去され、図6（a）、（b）に示す如く、ハーモニック成分 $WF_{51}$ （ $WF_{52}$ ）が確実に抽出される。このハーモニック成分 $WF_{51}$ 、 $WF_{52}$ はレート毎に異なるメモリ33<sub>1</sub>、33<sub>2</sub>に夫々格納される。

合成プロセッサ32では、更に、メモリ33<sub>1</sub>、33<sub>2</sub>に格納された各レートの信号値が合成器34により、例えば加算演算法により合成される。この合成の概念を図6（c）に示す。このように合成することで、それまで狭帯域であったハーモニック成分 $WF_{51}$ 、 $WF_{52}$ を周波数軸上で合わせた広帯域なハーモニック成分 $WF_{71}$ が生成される。

このように合成された広帯域な信号には、合成器34で更に、対数圧縮などの画像化処理が適切に施され、1本の走査線の画像信号として表示プロセッサ24に送られる。

以上の動作は、2次元のスキャン面又は3次元のスキャン領域を形成する走査線毎に順次、実行される。つまり、この実施例のように合成するハーモニック成分が2レート分である場合、第1、第2レートの2レートで最初の1本目の走査線の画像信号が生成され、次の第3、第4レートの2レートで2本目の走査線の画像信号が生成され、次の第5、第6レートの2レートで3本目の走査線の画像信号が生成される。以下、同様にして所定数の走査線に対する画像信号が生成され、表示プロセッサ24に送られる。

表示プロセッサ24には、上述と同様に処理される並列同時受信処理チャンネルの残りのチャンネルからも所定数の走査線に対する画像信号が送られてくる。このため、表示プロセッサ24は、全部の走査線の画像信号が揃うと、これをスキャン変換してモニタ13に送り、スキャン領域の画像を表示させる。

以上のように、この超音波診断装置によれば、各回に送信する超音波パルスは基本波とハーモニック成分が容易な狭帯域であるため、フィルタ 3 2 はハーモニック成分のみを確実に抽出することができる。従って、抽出されたハーモニック成分に含まれる基本波成分は無視し得る程度まで、ハーモニック成分の高精度な抽出が行なわれる。

この結果得られた複数回の送信に拠るハーモニック成分が相互に合成されて、図 6 (c) に示す如く、広帯域なハーモニック成分に形成される。この後処理に拠る広帯域化により、走査線の深さ方向の分解能を向上させ、また信号強度の上昇に拠る S N R を改善することができる。また、狭帯域送信のため、合成前の信号自体のペネトレーションに優れているため、合成後のそれは更に良くなる。

また、本実施例のハーモニックイメージングによれば、上述の広帯域化と高いペネトレーション（ここでは「装置が検出可能な最小エネルギーの超音波信号が戻ってくる深さ」を言う）とを両立させることができる。従来のパルスインバージョン法によれば、ハーモニック成分を広帯域化するには、基本波自体を広帯域に設定しなければならないため、従ってペネトレーションの低下は甘受する必要があった。これに対し、本実施例の装置の場合、超音波パルスの送信自体は狭帯域で送信されるため、ペネトレーションの点でもパルスインバージョン法に比べて有利である。

つまり、パルスインバージョン法の場合、深さ方向の分解能を一定とすると、ペネトレーションは装置の出力可能な超音波パルスの最大電圧で決まるのに対し、本実施例のハーモニックイメージングの場合、波連長を長くする（つまり狭帯域化）により、同じ最大電圧であっても、ペネトレーションを向上させることができる。

さらに、本実施例によれば、レート毎にフィルタで走査線上の基本波を除去するため、組織の動きが在っても、基本波を確実に除去することができ、ハーモニックイメージングの画像上に基本波成分の消え残りに因るモーションアーチファクトを発生させることはない。従来のパルスインバージョン法の場合、組織の動きの影響で基本波成分の消え残りが発生し、これがアーチファクトになっていたが、本実施例ではそのような事態を確実に排除することができる。

さらにまた、本実施例の装置において並列同時受信処理を採用する場合、リアルタイム性がそれだけ向上するので、1走査線の画像信号の生成に複数回（例えば上述の如く2回）送信を要する場合であっても、この複数送信に伴うリアルタイム性の低下を補うことができる。

このように、本実施例によれば種々の作用効果が得られるが、ここで再度強調したい点は、後処理としての、フィルタ処理及び合成処理により得られた純粋に広帯域なハーモニック成分は、1回の送信によっては決して得られるものではなく、本発明の原理に基いて上述の如く実施されて初めて得られる信号である。既に述べてあるように、基本波を広帯域に送信した場合、1回送信にはなるが、基本波成分とハーモニック成分のスペクトルが重なってフィルタでは分離できない。一方、パルスインバージョン法（2回送信）の場合、モーションアーチファクトが生じる。これに対して、本発明を実施することで、それらが同時に解消されるという、従来法には無い顕著な作用効果が得られる。

本発明者は、上述した原理に基づく本発明の効果を確認するため、非線形伝搬を記述する放物線近似のKZK方程式（例えば、非線型音響学の基礎（鎌倉友男著、愛智出版）など参照）を差分法で解いて、集束音場のパルス波形伝搬の合成をシミュレーションしてみた。その結果を図7に示す。中心周波数が夫々、2 MHz、2.5 MHz、3 MHzのガウス波形（基本波成分）を各別に水中に伝搬させたときに生じるスペクトル（振幅）をシミュレーションした結果を同図（a）に示す。この3種類の基本波成分の2次以上のハーモニック成分を各別に抽出したスペクトルを同図（b）に示す。また、同図（c）には、2 MHzと2.5 MHzの2種類の基本波成分のハーモニック成分を加算したスペクトルを示す。同様に、同図（d）には、2 MHz、2.5 MHz、3 MHzの3種類の基本波成分のハーモニック成分を加算したスペクトルを示す。これらの加算スペクトルから、合成（加算）により、信号強度が高くなり且つ帯域幅が広がっていることが確認できた。

さらに、図示しないが、このシミュレーションにおいて、それぞれのハーモニック成分の位相は $2\pi$ の飛びを除いて直線的に繋がることを確認した。このように位相が揃っていることから、合成処理により、広帯域化が可能になる。フィル

タとしては、同一周波数では位相特性が等しく、振幅特性が相互に異なるものを用いた。

さらに、本発明者によって実行された図 8 のシミュレーションでは、2 MHz と 2.5 MHz のハーモニック成分を加算した波形と、2 MHz のハーモニック成分の振幅を 2 倍した波形とを求めた。これらの波形は同図 (a) に示す。また、3 種類の 2 MHz, 2.5 MHz, 3 MHz のハーモニック成分の加算シミュレーションと、2 MHz のハーモニック成分の振幅を 3 倍するシミュレーションも行っており、それらの波形を同図 (b) に示す。これらのシミュレーション波形からも、合成により、単なる振幅を増幅させた場合に比べて、信号強度が上がりるとともに、波連長が短くなって広帯域化していることが分かった。

#### (変形例)

さらに、上述した実施例は種々の形態に変形して実施することができる。

第 1 の変形例は、合成プロセッサ 23 の構成に関する。この合成プロセッサ 23 において、直交位相検波器 31 はフィルタ 32 の出力側に 1 台設けるようにしてもよい。また、直交位相検波器 31 は合成器 34 の出力側に 1 台設けるようにしてもよい（即ち、フィルタ及び合成器の構成は、直交位相検波の前後何れに在ってもよい）。さらに、直交位相検波器 31 はフィルタ 32 の出力側及び合成器 34 の出力側に合計 2 台設けるようにしてもよい。さらにまた、1 走査線当たりの複数回送信に対するレート数が例えば 2 の場合、合成プロセッサ 23 は、レート 1、2 それぞれに対する直交位相検波及びフィルタの縦列構成を並列に備え、その並列構成の出力側に、合成処理及び直交位相検波の縦列構成を更に備えるように構成してもよい。これらの各種の構成により、合成プロセッサを設計するときの自由度が上がる。

第 2 の変形例として、1 走査線当たりの複数回送信に対するレート数は上述した「2」に限定されるものではなく、適宜に増やしてもよい。例えば、1 走査線当たり、10 レート分、すなわち 10 回送信して、それらの送信のハーモニック成分を抽出・加算するようにしてもよい。

この第 2 の変形例に関連する別の例として、1 走査線当たりの送信回数と生体減衰の関係を考慮した構成を提供できる。生体の場合、高周波の送信になるほど



、低周波の送信に比べて、超音波が生体内を伝搬するときの減衰量が大きくなる。このため、複数送信の内、例えば、低周波による送信1回、且つ、高周波による送信2回など、高周波側の送信を低周波側のそれに比べて多くして合成処理を行うことで、生体減衰を補正することができる。

第3の変形例として、1走査線毎に複数回、送信する超音波パルスの振幅は、レート毎に、すなわち送信毎に変化させてもよい。この場合、例えば、高周波になるほど、減衰量を補完すべく、超音波パルスの振幅を上げることが望ましい。なお、この送信振幅の制御に代えて、高周波になるほど、受信ゲインを増大させるという構成を採用してもよい。

第4の変形例として、1走査線毎に複数回、送信する超音波パルスの送信開口面積は、レート毎に、すなわち送信毎に変化させてもよい。例えば、高周波になるほど、ペネトレーションが下がるので、その分、送信開口面積が増大される。

第5の変形例として、1走査線毎に複数回、送信する超音波パルスの送信焦点は、レート毎に、すなわち送信毎に変化させてもよい。例えば、高周波になるほど、ペネトレーションが下がるので、その分、送信焦点が遠距離に設定される。

第6の変形例は、造影エコーの変形に関する。造影エコー法によりイメージングする場合、1レート目では、2レート目に比較して、近距離焦点、小開口、及び低音圧の超音波パルスを送信し、ハーモニックエコーがプローブから近距離の位置を中心に発生するようにする。これにより、その近距離位置よりも遠い位置に在る造影剤に与える音場の影響を低減することができる。2レート目では、遠距離焦点、大開口、高音圧の送信を行ない、そのハーモニックエコーが遠距離の位置を中心に発生するようにする。1レート目の送信時に近距離の造影剤が消失していれば、2レート目の送信に伴うペネトレーションはより大きくなることが考えられる。このため、近距離の部位は主に1レート目の送信が画像生成を担い、中距離の部位は両レートの送信がそれを担い、且つ、遠距離の部位は主に2レート目のそれが担うようにすればよい。

第7の変形例は、造影エコーの別の例に関する。つまり、図9に示す如く、ハーモニック成分としてのサブ・ハーモニック成分の画像化に関する。この変形例によれば、同図(a)，(b)に示す如く、1番目及び2番目のレートの受信信

号に含まれる造影剤起因の、基本波成分 $WF_{81}$ 及び $WF_{83}$ のサブ・ハーモニック成分 $WF_{82}$ 及び $WF_{84}$ を夫々フィルタ32により抽出させる。同図(a), (b)の特性 $B_{85}$ 、 $B_{86}$ は、このフィルタ32に設定されるサブ・ハーモニック成分抽出用の帯域である。抽出されたサブ・ハーモニック成分 $WF_{82}$ 及び $WF_{84}$ は前述と同様に相互に加算され、広帯域なサブ・ハーモニック成分 $WF_{85}$ が生成される。

このサブ・ハーモニックを用いる利点は以下のようなものである。従来、サブ・ハーモニック成分を得る場合、サブ・ハーモニック画像での方位方向の分解能を上げるため、高周波で送信することが一般に行われている。高周波の超音波信号は生体減衰が大きいので、バースト長を長くする（即ち、狭帯域化する）必要があり、走査線方向の深さ方向の空間分解能が低下していた。これに対して、この第9の変形例では、サブ・ハーモニック成分の分離及びペネトレーションの確保が容易な狭帯域な超音波パルスを送信しながら、最終的には広帯域なサブ・ハーモニック成分が得られ、深さ方向の空間分解能を向上させることができる。

第8の変形例は、基本波成分の消し残しの例に関する。すなわち、上述したように基本波成分を極力完全に除去するという構成に代えて、基本波成分を積極的に完全には除去せず、ハーモニック画像上に基本波成分の消し残しを作るようにする。この消し残しの部分としては、画像の最深部でハーモニック強度が減衰に因って十分に得られない領域や、反対に浅い領域でハーモニックの発生が不十分な領域に設定される。これにより、そのような領域の部分は基本波成分で表示される。これを行なうには、例えば、フィルタ32のハーモニック成分に対する通過帯域特性を所定量だけ周波数軸上で基本波成分側に深さに応じて移動させ、同時に、直交位相検波器31のリファレンス周波数を従来のエコーフィルタと同様に深さに応じて変化させればよい（深くなるほど、レファレンス周波数を低くする）。

第9の変形例は、合成されたハーモニック成分の後処理に関する。合成されたハーモニック成分の周波数分布を整形させるため、合成器34の後段に整形用フィルタを付加してもよい。この整形用フィルタによって、画質をより向上させ、描出能を改善することができる。また、この整形処理及び前述したハーモニック

成分抽出処理の構成を、前述したフィルタ 3 2 に予め搭載しておき、これを合成前に行なうようにしてもよい。

さらに、合成処理後の波形修正処理をフィルタで実行させるようにしてもよい。このフィルタは、複素フィルタで構成し、そのフーリエ空間上で正負の周波数領域を独立に振幅と位相を制御することで、合成したハーモニック成分の波形を適宜修正させる。このフィルタのフィルタ係数は、予め実験やシミュレーションなどで設定し、修正時に、そのフィルタ係数をテーブルから読み出して実行させる。この複素フィルタを使用することで位相も調整でき、波形をより精細に修正することができる。

第 1 0 の変形例は、ハーモニック成分の合成に関する。これまでの説明では、生体伝搬や造影剤の非線形性に因って発生するハーモニック成分を、その理解を容易にするため、模式的に 1 つのピークをもつスペクトルとして図示してきた。しかし、実際には、図 1 0 に示す如く、基本波成分  $WF_{g,1}$  の分布は 1 つの波形に集中している場合であっても、波形  $WF_{g,2}$  に示す如く、かかる非線形性に起因して、ハーモニック成分は広い周波数範囲に渡っていくつかの波形に分布するように発生する。本発明は、これら点在するハーモニック成分の全ての波形又は任意の幾つかの波形を合成することが可能であり、さらに、レート毎に抽出するハーモニック成分を変更することも可能である。

さらに、図 1 4 を参照して、第 1 1 の変形例を説明する。この変形例は、複数回送信する超音波パルスの帯域に関する。

前述した実施例及びその変形例では、エコー信号のハーモニック成分をその基本波成分から容易に分離可能な程度の狭帯域な超音波パルスを各走査線当たり複数回、送信することを前提としていた。しかし、この変形例で使用する超音波パルスは上述のような狭帯域ではなく、基本波成分とハーモニック成分とが図 1 4 に示す如く、スペクトル上で一部、重なり合う、比較的広帯域なパルスである。

このような比較的広帯域な超音波パルスを使用する場合には、図 1 4 のフィルタ特性曲線で示す如く、スペクトルが重なっていない周波数範囲のハーモニック成分を抽出するように、合成プロセッサ 2 3 のフィルタ 3 2 の特性を設定しておけばよい。各走査線については、前述と同様に、複数回の送信が行われ、それら

の送信に伴う受信信号がフィルタ処理されて合成される。

第12の変形例は、前述した実施例及びその変形例の応用として、パルスインバージョン法（「フェーズインバージョン法」とも呼ばれる）に変形実施したものである。前述した通り、パルスインバージョン法は、フィルタ処理により基本波成分とそのハーモニック成分とを分離するのではなく、各走査線毎に互いに極性が反転した2つの超音波パルスを用いた送信（2回送信）を行い、これで得られた2つの受信信号を加算することにより、前記2つの超音波パルスの極性に依拠して互いに極性が反転した2つの基本波成分のみを除去し、前記2つの超音波パルスの極性にかかわらず同じ極性となる2つのハーモニック成分のみを抽出するものである。ここで抽出されるハーモニック成分は、前述のように1走査線当たり2回送信で得られるものである。

これに対し、この変形例では、前述した実施例及びその変形例において、特に、複数回送信で得られる複数の受信信号を加算することで広帯域の受信信号を得る合成法を応用し、例えば1走査線当りの送信回数をパルスインバージョン法の原理に基づく回数（2回）よりも多い回数（例えば、4回）、送信を行うようにスキャンし、これで得られる1走査線当たり複数のハーモニック成分（パルスインバージョンの複数ペア）を合成することにより、その各ハーモニック成分の帯域幅よりも広帯域のハーモニック成分を得ることが可能となる。

これによれば、パルスインバージョン法を用いた場合であっても、ハーモニック成分の広帯域化が可能であることから、前述した実施例及びその変形例と同様に、ビーム深さ方向の解像度及び信号強度を向上させることができる。その結果、例えばパルスインバージョン法の利点を積極的に生かすことができ、機器設計時の選択枝の幅をより一層広げる等の利点も得ることができる。

また、第13の変形例として、受信信号に対する加算ゲイン（加算係数）を深さ毎に変更してもよい。これは、前述した第3の変形例において、高周波の送信になるほど、低周波の送信に比べて、超音波が生体内を伝播するときの減衰量が大きくなる（ペネトレーションが下がる）のを補完すべく、1走査線毎に複数回、送信する超音波パルスで得られる受信信号に対する受信ゲインを高周波になるほど、増大させてもよいとしてあるが、これに代えて、受信信号に対する加算ゲ

インを深さ毎に変更するものである。

例えば、1 走査線当りの送信回数が高周波による送信と低周波による送信との 2 回の場合（2 回送信）には、1）高周波及び低周波の 2 回送信で得られる両受信信号に対する受信ゲインの割合を同じにして（例えば、5 : 5）、加算ゲインの割合を減衰量が多い高周波の送信で高くなるように変える（例えば、6 : 4）、2）高周波及び低周波の 2 回送信で得られる両受信信号に対する受信ゲインの割合を減衰量が多い高周波の送信で高くなるように変えて（例えば、6 : 6）、加算ゲインの割合を同じにする（例えば、5 : 5）ことが可能である。

なお、前述した実施例及びその変形例の効果は、例えば低MI（Mechanical Index）リアルタイム・パフュージョン（組織血流）と呼ばれるディフィニティ（Definity）、オプティゾン（Optison）等の造影剤（マイクロバブル）を用いた低音圧状態でのハーモニックイメージングに適用した場合にも顕著となる。一般に、低MIリアルタイム・パフュージョンでは、超音波パルスの低振幅条件でマイクロバブルを破壊しないようにして連続で見るもので、そのためにペネトレーションが不足する。このペネトレーションを向上させるために超音波パルスの振幅を増大させるのではなく、その超音波パルスの波数を増やせば、今度は空間分解能が悪くなるといった問題もある。そこで、本発明を低MIリアルタイム・パフュージョンに適用すると、上記問題が解消され、従って空間分解能が劣化することなくペネトレーションを増大させることが可能となる。

また、前述した実施例及びその変形例において、複数回送信によりフレームレートが低下することになるが、その対策として、スキャン領域を腫瘍部等のターゲットを含む狭い領域に限定したり、時間の領域を限定したりして送信してもよい。

本発明者は、上述の実施例及びその変形例の効果を調べるため、ハーモニック成分の合成実験を行った。その実験結果を図 15 及び図 16 に示す。

図 15 は、寒天ファントムを用いたTHI実験で、1.8MHz（バースト波数：3）と2.2MHz（バースト波数：3）の2種類の超音波パルスを用いて得られる両受信信号のハーモニック成分を合成したハーモニック合成実験結果を

示す（なお、時間波形の干渉を考えると、両ハーモニック成分の帯域を合せるのが理想的であるが、この例では、実験の制限上、バースト波数を同一とし、帯域を同等にしている）。

図 1 5 に示す実験結果によれば、独立した各送信により発生したそれぞれの T H I 成分を合成することにより広帯域な T H I 成分を生成出来ることが確認された。

図 1 6 は、上記低 M I リアルタイム・パフュージョンの実験で、造影剤（バブル）としてディフィニティ（Y M 4 5 4）を用いて、M I（M e c a n i c a l I n d e x）= 0 . 1 の低音圧状態の条件下で、1 . 8 M H z（バースト波数：4）と 2 . 0 M H z（バースト波数：4）の 2 種類の超音波パルスで得られた両受信信号のハーモニック成分を合成したハーモニック合成実験結果を示す。

図 1 6 に示す実験結果によれば、独立した各送信により発生したそれぞれのバブルのハーモニック成分を合成することにより広帯域なバブルのハーモニック成分を生成出来ることが確認された。

またなお、本発明は、代表的に例示した上述の実施例及び変形例に限定されるものではなく、当業者であれば、特許請求の範囲の記載内容に基づき、その要旨を逸脱しない範囲内で種々の態様に変形、変更することができ、それらも本発明の権利範囲に属するものである。

## 特許請求の範囲

1. 被検体を超音波パルスでスキャンする超音波診断装置において、  
前記超音波パルスを前記スキャンの各走査線に対して複数回、送信する送信手段と、

前記送信手段による送信毎に、前記超音波パルスが前記被検体内で反射又は散乱されて戻ってきた超音波エコーに対応する電気的な受信信号を得る受信手段と、

前記各走査線に対して前記受信手段が受信する前記複数の受信信号それぞれに異なる特性のフィルタ処理を施すフィルタ手段と、

前記フィルタ手段により処理された複数の受信信号を合成する合成手段と、

前記合成手段により合成された受信信号を用いて画像を生成する生成手段と、

前記生成手段により生成された画像を表示する表示手段とを備えた超音波診断装置。

2. 請求項1記載の超音波診断装置において、

前記送信手段により送信される前記超音波パルスは、各走査線に対する繰返し送信の度に、その中心周波数が異なる超音波診断装置。

3. 請求項1記載の超音波診断装置において、

前記送信手段により送信される前記超音波パルスは、前記受信信号において前記超音波パルスのハーモニック成分に対応した信号成分をその基本波成分に対応した信号成分から容易に分離可能な程度に狭帯域な周波数帯域を有する超音波診断装置。

4. 請求項1記載の超音波診断装置において、

前記フィルタ手段は、前記送信毎に、前記超音波パルスのハーモニック成分に対応した信号成分を前記受信信号から抽出する手段である超音波診断装置。

5. 請求項4記載の超音波診断装置において、

前記合成手段により合成された、前記ハーモニック成分に対応した信号成分は、前記超音波パルスの1回の送受信とフィルタ処理とにより得られるハーモニック成分の帯域幅よりも広い帯域を持つ超音波診断装置。

6. 請求項4記載の超音波診断装置において、

前記ハーモニック成分は、前記被検体に投与された超音波造影剤の非線形挙動に因り発生した前記超音波パルスのサブ・ハーモニック成分に対応した信号成分である超音波診断装置。

7. 請求項4記載の超音波診断装置において、

前記フィルタ手段は、前記各走査線方向の深さに応じて前記フィルタ処理のフィルタ特性を変更するものであり、

前記超音波パルスの基本波成分を所定量だけ積極的に残す特性のフィルタ処理を実行する手段を備えた超音波診断装置。

8. 請求項1記載の超音波診断装置において、

前記合成手段が行なう合成処理は、前記複数の受信信号を加算する処理である超音波診断装置。

9. 請求項1記載の超音波診断装置において、

前記各走査線に対して前記超音波パルスを複数回繰り返して送信する度に、その超音波パルスの中心周波数とその周波数帯域、その超音波パルスの振幅、その超音波パルスの送信時の開口、その超音波パルスがビーム状に集束されるとき焦点、前記受信信号に対する受信ゲイン、および前記受信信号に対する加算係数のうちの、少なくとも1つのパラメータを変更する手段を更に備えた超音波診断装置。

10. 請求項1記載の超音波診断装置において、

前記送信手段により送信される前記超音波パルスは、前記受信信号において前



記超音波パルスのハーモニック成分に対応した信号成分とその基本波成分に対応した信号成分とがスペクトル上で一部、相互に重なる周波数帯域を有し、

前記フィルタ手段は、前記送信毎に、前記ハーモニック成分に対応した信号成分のうち、スペクトル上で前記基本波成分と重なっていない周波数範囲の信号成分を前記受信信号から抽出する手段である超音波診断装置。

1 1. 請求項 1 記載の超音波診断装置において、

前記送信手段は、前記合成手段により合成された受信信号にて生体減衰が補正されるように前記超音波パルスの複数回送信の回数及び当該超音波パルスの各回送信における中心周波数の高低を変える手段である超音波診断装置。

1 2. 被検体を超音波パルスでスキャンしてハーモニック画像を得る超音波診断装置において、

前記スキャンの各走査線についてハーモニック成分に対応した信号成分をその基本波成分に対応した信号成分から容易に分離可能な程度に狭帯域なスペクトル特性を持たせた前記超音波パルスを複数回、送信する送信手段と、

前記超音波パルスのエコー信号を前記複数回の送信に渡って受信して広帯域なスペクトル特性を有するハーモニック信号を形成する受信処理手段と、

前記ハーモニック信号から前記ハーモニック画像を生成する画像生成手段とを備えた超音波診断装置。

1 3. 被検体に超音波パルスを送信してスキャンし、この超音波パルスが前記被検体内で反射又は散乱されて戻ってきた超音波エコーに対応する電気的な受信信号を得て、この受信信号からスキャン領域の画像を得る超音波イメージング方法において、

前記超音波パルスの送信、前記超音波エコー信号の受信、及び前記受信信号の取得を前記スキャンの各走査線について複数回、実行するとともに、前記各走査線に対して受信する複数の前記受信信号それぞれに異なる特性のフィルタ処理を施し、

前記フィルタ処理が施された複数の受信信号を合成し、  
この合成された受信信号を用いて前記画像を生成し、  
前記画像を表示する超音波イメージング方法。

14. 請求項13記載の超音波イメージング方法において、  
送信される前記超音波パルスは、各走査線に対する繰返し送信の度に、中心周波数が異なることを特徴とする超音波イメージング方法。

15. 請求項13記載の超音波イメージング方法において、  
送信される前記超音波パルスは、前記受信信号において前記超音波パルスのハーモニック成分に対応した信号成分をその基本波成分に対応した信号成分から容易に分離可能な程度に狭帯域な周波数帯域を有する超音波イメージング方法。

16. 請求項13記載の超音波イメージング方法において、  
前記フィルタ処理は、前記送信毎に、前記超音波パルスのハーモニック成分に対応した信号成分を前記受信信号から抽出する処理である超音波イメージング方法。

17. 請求項16記載の超音波イメージング方法において、  
合成される前記ハーモニック成分に対応した信号成分は、前記超音波パルスの1回の送受信とフィルタリングとにより得られるハーモニック成分の帯域幅よりも広い帯域を持つ超音波イメージング方法。

18. 請求項13記載の超音波イメージング方法において、  
前記ハーモニック成分は、前記被検体の生体組織の非線形性に因り発生した前記超音波パルスのセカンドハーモニック成分に対応した信号成分、又は、前記被検体に投与された超音波造影剤の非線形挙動に因り発生した前記超音波パルスのセカンドハーモニック成分に対応した信号成分である超音波イメージング方法。

19. 請求項13記載の超音波イメージング方法において、

前記各走査線に対して前記超音波パルスを複数回繰り返して送信する度に、その超音波パルスの中心周波数とその周波数帯域、その超音波パルスの振幅、その超音波パルスの送信時の開口、その超音波パルスがビーム状に集束されるとき焦点、前記受信信号に対する受信ゲイン、及び、前記受信信号に対する加算係数のうちの、少なくとも1つのパラメータを変更するステップを更に備えたイメージング方法。

20. 被検体を超音波パルスでスキャンしてハーモニック画像を得る超音波診断装置において、

前記超音波パルスをスキャンすべき各走査線毎に2つの互いに極性の反転した超音波パルスを複数回送信する送信手段と、

前記送信毎に前記超音波パルスが前記被検体内で反射又は散乱されて戻ってきた超音波エコーに対応する電氣的な受信信号を得る受信手段と、

前記超音波パルスの基本波成分に対するハーモニック成分を広帯域化するように前記複数の受信信号を合成する合成手段と、

前記合成手段により広帯域化されたハーモニック成分から前記ハーモニック画像を生成する画像生成手段とを備えた超音波診断装置。

21. 請求項20記載の超音波診断装置において、

前記合成手段は、前記超音波パルスの基本波成分における極性の反転した受信信号を加算して前記ハーモニック成分を抽出する手段と、

前記抽出されたハーモニック成分を合成する手段とを備えた超音波診断装置。

#### 本開示の要約

超音波診断装置は、超音波パルスを各走査線に対して2回、例えば帯域の中心周波数を変えながら送信し、その送信毎に、超音波エコーに対応する電気的な受信信号を得て、各走査線に対して受信する2つの受信信号それぞれのハーモニック成分の帯域に合わせた特性のフィルタ処理を施し、これで処理された2つの受信信号を合成し、その合成された受信信号を用いて画像を生成・表示する。これにより、画像生成に供するハーモニック成分の広帯域化により深さ方向の解像度及び信号強度を向上させ、かつ、モーションアーチファクトの発生を抑制したハーモニック画像を提供する。